

〔原著〕 松本歯学 7: 81~193, 1981

ブレード・インプラント周囲骨梁のストレインゲージ 法による歪みについての研究

塚 本 勝 彦

松本歯科大学 歯科補綴学教室第一講座 (指導 橋本京一 教授)

The Study of Strain on the Trabecular Bone Surrounding the Blade Implants by Means of the Strain Gauges Method

KATSUHIKO TSUKAMOTO

*Department of Complete and Partial Denture Prosthodontics,
Matsumoto Dental College
(Chief; Prof. K. Hashimoto)*

Summary

The strain of the trabecular bone surrounding a blade-vent type endosteal implant was evaluated by means of wire strain gauges, when loading from various directions was applied to the head portion of the implant embedded in the mandibular bone of humankind (dried bone) and Japanese monkey.

The vertical load on the implant created compression within the bone adjacent to the lateral surface of the implant. Furthermore, it was found that continual vertical loads created severe compression within the bone adjacent to the apical portion of the implant and inside of the vent. When the horizontal load was applied bucco-lingually to the implant, intense strains were found within the bone adjacent to the buccal and lingual surfaces of the implant. The loads created compression within the bone at the loading side, and distension within the bone at the tensile side of the implant. Especially at the tensile side, the distension of the bone was severe. When the horizontal load was applied mesio-distally to the implant, the compression or distension was revealed within the bone adjacent to the mesial and distal sides of the implant. Although distension of the bone adjacent to the neck of the implant was detected, there was no or little strain within the bone adjacent to the buccal and lingual sides and to the apical portion of the implant.

These results indicate that the masticatory forces added to the implant denture should be transmitted nearly directly through the implant to the trabecular bone surrounding it.

And moreover, it seems that in the construction of the implant denture the lateral forces of bucco-lingual direction should be considered very seriously, because the horizontal load applied bucco-lingually to the implant created intense strains within the bone adjacent to the buccal and lingual surfaces of the implant.

結 言

歯科におけるインプラントは、骨膜下インプラント、粘膜下インプラント、骨内インプラント、歯内骨内インプラントの4種に大別されている。これらはいずれも顎骨あるいは周囲組織中に金属や焼結体を固定装置として植立させ、それを支持体として補綴物を維持固定させることにより、歯の喪失によって失われた機能を回復させることを目的としている。

近年これらのインプラントのうち、とくに骨内インプラント^{1)~8)}は臨床で高頻度で使用されている。顎骨内に嵌入されたインプラントが、生体の一部として機能を営むためには、次の条件を満たしていなければならないと考えられている。

1. 力学的条件（咬合力により派生する応力）
2. 機能的条件（咀嚼に対する骨自体の物性）
3. 形態的条件（インプラントの種類とデザイン）
4. 生物学的条件（インプラントの材質と生体への反応）

このような諸条件が満足されたときにはじめて、インプラントが生体の一部としてその機能を十分に営むことが可能になる。

顎骨内に嵌植されたインプラントによって咀嚼機能が営まれるとき、顎骨では咬合力はインプラントを介して骨梁に伝達され、インプラントおよびその周囲組織に対して応力として大きな影響を与えるものと考えられるので、この影響について熟知することは、インプラントの形態や嵌植状態の決定に多大の参考となる。

この咬合力がインプラントおよびその周囲組織に与える歪みについては、光弾性実験^{9)~11)}・有限要素法^{12)~16)}などによって追究されているが、これらの方法は骨表面における応力実験あるいは均質モデルを用いての模型実験に限られていた。その理由は顎骨内部の構造との関連において応力がどのように発生するかを正確に計測することが困難であり、顎骨内部に生ずる骨梁の歪みに関する研

究が、なされていないことによるためと考えられる。

そこで今回著者は、インプラント挿入部周囲の骨梁が、咬合力により受ける歪みの様相、とくに荷重方向による歪みの様相を明らかにする目的で、ヒト晒骨およびニホンザルの下顎骨にストレングージを応用して、骨梁の歪みを測定し、これに考察を加え興味ある結果を得たので、ここに報告する。

実験材料および実験方法

インプラント周囲骨組織の歪みの測定に用いた実験材料と実験方法は、次のごとくである。

- A. インプラント
- B. ストレングージ
- C. 歪み測定用試料の調製
 - (1) ヒト晒下顎骨
 - (2) ニホンザル下顎骨
- D. 歪み測定方法
- E. 荷重量の検討
- F. 計測結果の処理

A. インプラント

神戸製鋼社製純チタンKS-50のI.T.C社製ブレード・ベントタイプ¹⁷⁾のものである。

B. ストレングージ

東洋ボールドウィン社製、SR-4、タイプF.A.E-O3J-12-OS、抵抗120Ωのものを用いて、このベースを約2.0mm×3.5mmの大きさに裁断して使用した（図1）。

C. 歪み測定用試料の調製

本実験ではヒト晒下顎骨を用い、ストレングージの設定部位、方向および荷重量の決定などの基礎的な検討を行なった。しかしヒト晒下顎骨の骨組織は乾燥のため弾力性の点で生体組織とは異なり、生体と同じような骨梁の歪みは現わさないと考えられるので、顎骨、歯の形態および顎運動な

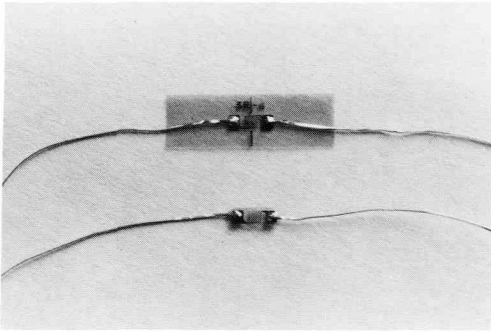


図1：歪み測定に用いたストレンゲージ
(下はベースを約2.0mm×3.5mmに調整したもの)

どがヒトに類似しているニホンザルの下顎骨にあらかじめストレンゲージを埋入しておき、同様な実験を行なった。

(1) ヒト晒下顎骨

インド人無歯下顎骨2例について計測を行なった。インプラント挿入部位に相当する臼歯部歯槽堤は平坦に近い状態に吸収されており、骨面は菲薄な緻密骨で被われ、海綿骨の露出は認められなかった。試料としての下顎骨はレントゲン写真で詳細に観察した上で、海綿骨骨梁の崩壊が認められず、また骨梁の配列や密度に異常がないものを選んだ。あらかじめ形態を調整しておいたインプラントを下顎骨臼歯部骨体内に挿入し、その周囲の骨溝を膠で填塞・固定した。

インプラントはブレードの大きさを3ユニットとし、レントゲン写真上での計測に基づき下顎管に到達しないように調整した。

また骨溝の形成時には、挿入されるインプラントより厚径の薄いトライアルボタンを使用し、骨溝の幅径が過大にならないように留意した。

インプラント挿入固定後、ストレンゲージを設定するため、骨体頰側よりHP用ラウンドバー、No. ½とフィッシャーバー、No. 703で約5.0mm×4.0mmの大ききで深さ7.0mmの窩洞を形成した。

ストレンゲージは、歪みが強く現われると予測される部位と方向⁹⁾に貼付した。すなわち、インプラントの近心側ブレード下端に水平方向、頰側中央部に垂直方向、遠心側ブレード下端に垂直方向の3か所とした(図2, 3)。

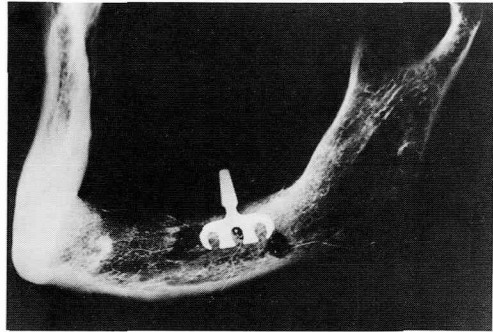


図2：ヒト晒下顎骨にインプラントとストレンゲージが設定してある状態

FIXATED POSITION OF THE STRAIN GAGE (dry bone)

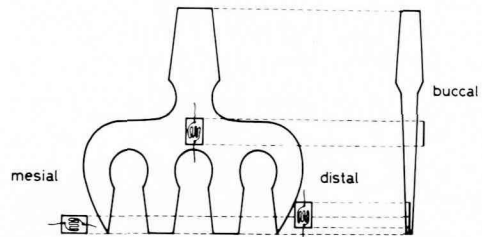


図3：ヒト晒下顎骨におけるインプラントとストレンゲージの位置と方向の関係を示す。

設定に際しては、ブレードとゲージの間に一層の骨梁が残るように窩洞を形成し、ストレンゲージは窩洞内面の骨梁に密着するようにアルファシアノ・アクリレート系モノマー接着剤で貼付し、リード線を外面に露出させるように、窩洞を常温重合レジンで充填閉塞した。

インプラントとストレンゲージの位置的関係および方向が正確に保たれていることを、咬合位と標準撮影位による2方向のレントゲン写真によって確認した。ついで下顎骨体を約5cmの長さで裁断したものを縦、横、高さがそれぞれ約6cm×5cm×3cmの硬石膏ブロック内に包埋固定して、これを測定用試料Iとした。

(2) ニホンザル下顎骨

生後約3～4年間の雌ニホンザル(体重約7Kg, 体長約65cm)の下顎右側P₁, P₂を抜歯し、約1か年間飼育したのち、通法に従ってブレード・ベントタイプのインプラントを挿入した。その後さらに約120日間飼育観察を行ない、インプラ

FIXATED POSITION OF THE STRAIN GAGE (monkey)

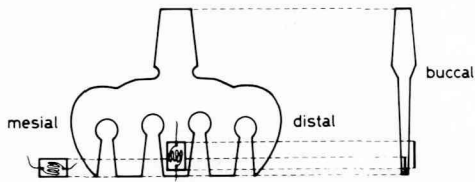


図4：ニホンザルにおけるインプラントとストレンゲージの位置と方向の関係を示す。

ントが骨内に強固に植立されていることをレントゲン写真により確認した。

ストレンゲージを設定するため、ブレードの頭部より近遠心両方向に向かって歯肉を切開し、さらに齶頰移行部に達する縦切開を加えたのち骨膜を剝離し、露出骨面のインプラント挿入相当部頰側中央部と近心部下端の2か所にストレンゲージを貼付するための窩洞を形成した。

ストレンゲージの貼付方向は、中央部は垂直、近心部下端は水平方向とした(図4)。

ストレンゲージの移動あるいは脱落の防止、削去面の骨の新生化を容易にするため、自家の腸骨稜部を切除摘出し、窩洞内に適合する小骨片に整形後、窩洞に填塞した。なおストレンゲージのリード線は約10mmの長さを残して切断、骨面にラウンドバーで約2.0mmの深さの小孔を形成し、ここに先端を曲げ入れて固定したのち、通法に従って剝離粘膜を縫合した。

ストレンゲージ貼付後、約30日間経過観察を行ない、レントゲン写真によりストレンゲージの位置の移動または削去面における骨の新生の有無を診査した後、屠殺して下顎骨体を離断摘出した(図5、6)。

離断摘出下顎骨体は次のべる理由によって速やかに10%ホルマリン溶液で固定した。すなわち、摘出下顎骨体のレントゲン写真、記録用写真などの撮影および下顎骨を石膏に包埋する操作、測定用インプラントのヘッドに铸造冠を作製することなどに数時間が必要であること、顎骨周囲の軟組織の腐敗を防止することなどの目的である。

固定後、下顎骨体のストレンゲージのリード線を日置電機社製 MULTI-TESTER-MODEL-



図5：ニホンザルのインプラントにストレンゲージを貼付して小骨片で充塞したところ

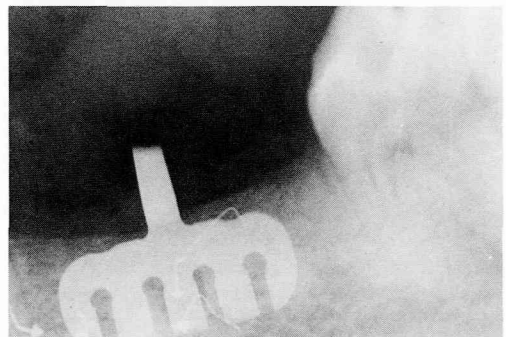


図6：ニホンザルのインプラントとストレンゲージの関係を示すレントゲン写真

3001を用いて断線の有無を検査し、不要軟組織を除去した後硬石膏中に包埋固定し、これを測定用試料IIとした。

D. 歪み測定方法

各試料の測定には下記の装置を用いた。

荷重装置は島津社製オートグラフ IS-5000を用い、荷重スピードは0.5mm/minの速さとした。荷重時の記録はオートペンによって描記され、横軸に時間、縦軸に荷重量を示し、荷重開始と同時にオートペンが移動して、一定荷重を持続することによって振動波形として現われ、荷重を除くことによって針は基準線に復帰する(図7)。

調製した各試料は、ナベヤ社製 E-103 型小型ボール盤用ベタパイプで固定した。荷重時にインプラントのヘッドが彎曲変形するのを防止する目的で荷重時にブレード軸に平行あるいは直交するように铸造冠を作製し、歯科用セメントで合着した(図8)。

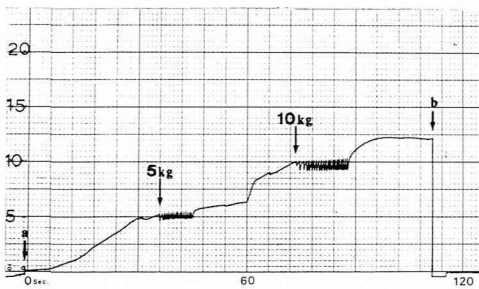


図7：島津オートグラフIS-5000に記録される荷重量と時間の関係を示す。aは荷重開始点、bは荷重除去点を示す。縦軸は荷重量(kg)、横軸は時間の経過(sec)を示している。

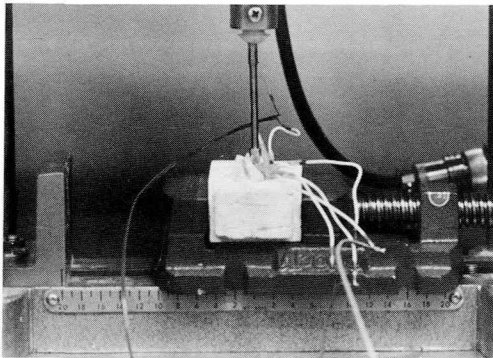


図8：測定用試料をベタパイスで固定して、オートグラフで荷重。(荷重スピードは0.5mm/min)

各試料に対する荷重方向は、咬合面に垂直方向に、また頬側から舌側、舌側から頬側および近心から遠心、遠心から近心に水平方向から荷重を行なった。

荷重時間と歪みの量の記録には共和電業社製オシログラフ DPN-IN 動歪測定器を使用し、KODAK 社製のオシログラフ紙に紙送り速度 2.0 mm/sec で記録した。

この方法でオシログラフに記録されたものを図9に示した。この図ではa点は荷重を開始した点であり、一定荷重に達するまで荷重が持続され、b点で荷重を除去されたことを示している。中央の細い線は基準線で、上方に向かうと引張りを、下方に向かうと圧縮を現わす。なお横軸は時間の経過を表示している。

E. 荷重量の検討

インプラントのヘッドに荷重を加えることに

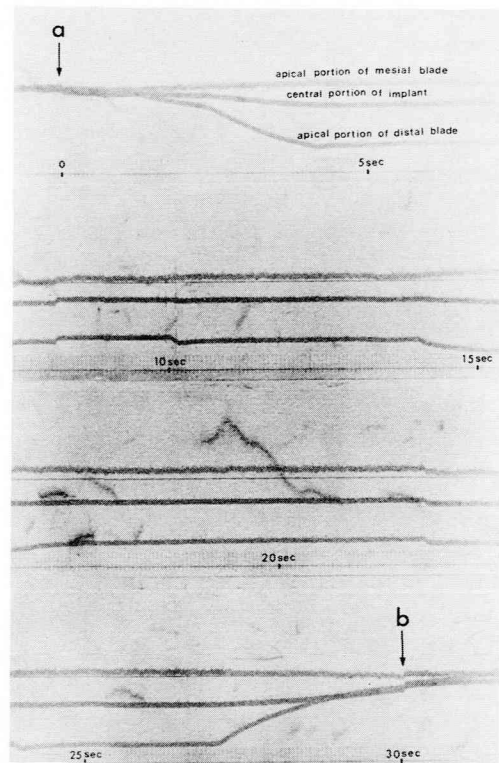


図9：オシログラフ紙に記録された荷重時の変移を示す波形。aは荷重開始点、bは荷重除去点、中央の細い線は基準線で、この線より上方のものは引張りを、下方は圧縮を示す。

よってインプラント自体の屈曲変形の可能性が考えられる。そこでどの程度の荷重量でインプラントが折れ曲がるかを計測し、本実験に最適な荷重量の検討を行なった。

試料のインプラントを固定装置から歪みの発生を防止する目的で、神戸製鋼社製不銹鋼 AI-SI-316 で作製した固定台に10度傾斜させて固定し、アムスラー試験器を用いて計測を行なった。

その結果、本実験に用いたインプラントは 10 kg 以上では 0.01 mm 以上の変形がみられ、5 kg 以下では変形が少なくなることから、本実験の荷重量は 5 kg とした(図10)。

F. 計測結果の処理

ヒト顎下顎骨の骨梁の歪み測定では、インプラントの固定に膠を使用したため、歪み状態の傾向

HORIZONTAL LOAD FROM MESIAL SIDE TO DISTAL SIDE (dry bone)

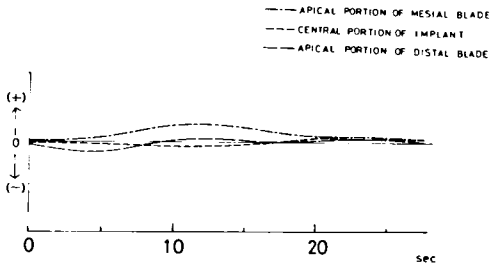


図12: ヒト𪚩骨におけるインプラント頭部への近心から遠心方向への荷重

HORIZONTAL LOAD FROM DISTAL SIDE TO MESIAL SIDE (dry bone)

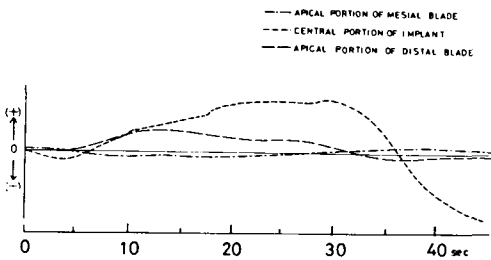


図13: ヒト𪚩骨におけるインプラント頭部への遠心から近心方向への荷重

HORIZONTAL LOAD FROM BUCCAL SIDE TO LINGUAL SIDE (dry bone)

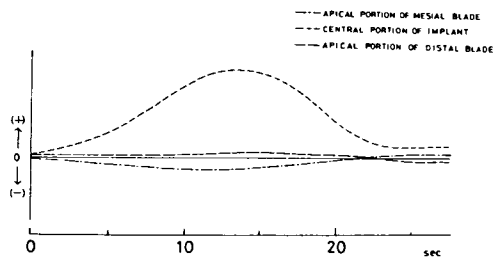


図14: ヒト𪚩骨におけるインプラント頭部への頬側から舌側方向への荷重

HORIZONTAL LOAD FROM LINGUAL SIDE TO BUCCAL SIDE (dry bone)

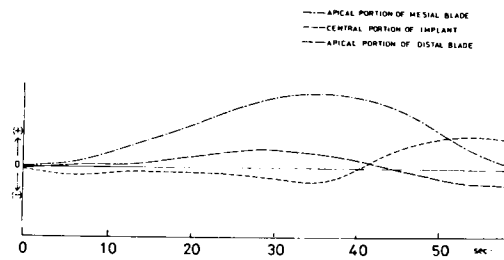


図15: ヒト𪚩骨におけるインプラント頭部への舌側から頬側への荷重

12).

このような変移は、ブレードが僅かに遠心側の骨梁に引張られるような動きをしたか、あるいは上方へ挙上したことが推測される。その理由は、ブレード近心部下端ではストレングージが水平方向に貼付されているため、僅かな引張り歪みを示したものである。

しかしブレード頬側中央部およびブレード遠心部下端ではストレングージがインプラント軸方向に貼付されているため、ほとんど変化が認められなかった。

遠心より近心方向への荷重では、ブレード近心部下端のストレングージは僅かに圧縮歪みを示し、経時的にもほとんど変化が認められなかった。ブレード頬側中央部では荷重開始時に圧縮が認められ、荷重量が増すにつれて歪みは大きくなり、荷重除去後も元に回復しないことを示した。ブレード遠心部下端では近心部を支点として、遠心および中央部が上方に牽引された状態になったものと思われる(図13)。

インプラントを支台として固定性橋義歯を装着

し咬合運動を行なうと、支台歯のインプラントには頬舌的な側方圧が加わるものと考えられる。さらにブレード・ペントタイプインプラントは、近遠心的幅径は大きい、頬舌的厚径は天然歯根と異なり非常に小さいので、頬舌的な側方圧に対する抵抗力が弱い。したがってインプラント周囲には、より大きな圧力が加わるため、骨梁の歪みの変移が大きくなるものと考えられる。そこで頬舌的方向から荷重を加え、ストレングージの反応から骨梁の圧縮および引張りの歪みを推測した。

頬側から舌側方向への荷重では、ブレード近心部下端のストレングージは僅かに圧縮歪みを示し、ブレード頬側中央部では逆に大きな引張り歪みとして現われる。ブレード遠心部下端における変化はほとんどなかったが、僅かな伸びを示した(図14)。

ブレード頬側中央部で強い引張り歪みを示したのは、この部位ではストレングージがインプラントの頬側に貼付されているため、頬側から舌側への荷重ではストレングージは、伸びを示したもの

表1：ヒト晒下顎骨における荷重方向と歪みの関係（＋は引張り，－は圧縮を示す）

荷重方向 部位	垂直方向	近心から 遠心方向	遠心から 近心方向	頬側から 舌側方向	舌側から 頬側方向
近心部下端	+	++	-	-	+++
頬側中央部	--	-	+++	+++	-
遠心部下端	-	+	++	+	+

と思われる。

舌側から頬側方向への荷重では、近心部下端のストレンゲージは大きく引張り歪みを示した。またブレード頬側中央部では一定した圧縮歪みを示し、荷重を除去すると次第に回復し、持続的な歪み状態となった。これとは逆に、ブレード遠心部下端では荷重時に引張り歪みを示した（図15）。

以上の結果から、ヒト晒下顎骨における荷重方向と歪みの関係を表1に示した。

この表は、前記の図11から図15をまとめたもので、オシログラフ紙に描記された歪みの曲線を1 mmの方眼紙に転記し、5 kgの最大荷重時を測定点として基準線より上方にあるものを＋とし、下方を－とした。変移巾に大小があるためこれを3段階に区分した。

すなわち、基準線を境に上下2.5 mmを±で表わし、上下2.6 mmから20 mm以内を＋と－で、同様に40 mm以内を各々++および--で、さらに41 mm以上を+++、---で表わした。

なお、表2、表3も同様の基準によるものである。

インプラント頬側中央部および近心部下端で最も安定した骨梁の歪みの変移を得ることが可能で、骨梁の圧縮および引張り歪みの程度と方向からみて、ストレンゲージは、中央部では垂直方向、近心部下端では水平方向に貼布することが望ましいと思われた。

以上のことからニホンザルでのストレンゲージ貼付の部位および方向を定める参考とした。

II. ニホンザル下顎骨骨梁の歪み

ヒト晒下顎骨の基礎的な計測は、試料が乾燥していたこと、およびインプラントが膠で固定されていたことから、生体骨組織とは異なった状態のもとで行なわれたものと考えられる。そこでイン

PERPENDICULAR LOAD TO OCCLUSAL SURFACE

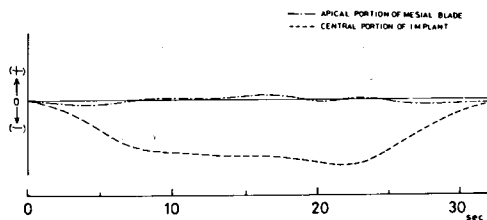


図16：ニホンザルにおけるインプラント頭部への垂直方向からの荷重

HORIZONTAL LOAD FROM MESIAL SIDE TO DISTAL SIDE (mm/sec)

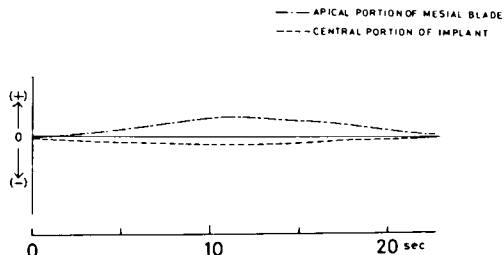


図17：ニホンザルにおけるインプラント頭部への近心から遠心方向への荷重

プラントおよびストレンゲージの周囲が新鮮骨で満たされた状態で測定することを試みた。

この条件を満足させるため、インプラントおよびストレンゲージをニホンザルの下顎骨内に埋入後、周囲組織の治癒再生をまって、ヒト晒下顎骨による基礎的計測方法に従って測定した。

咬合面から歯根方向へ向かう垂直的な荷重をインプラントのヘッドに加えると、ブレード頬側中央部では荷重時間の経過に従って、強い圧縮歪みを示した。

ブレード近心部下端では、荷重による反応は僅かではあったが、引張りと圧縮歪みが間欠的に認められた（図16）。

インプラントのヘッドに対して水平的に荷重を加えてみると、近心から遠心方向への荷重では、ブレード近心部下端では引張り歪みを示し、ブレード頬側中央部では僅かに圧縮歪みを示した（図17）。

遠心から近心方向への荷重では、近心から遠心方向への荷重時とは逆のパターンを示した。

すなわち、ブレード近心部下端では圧縮歪みを

HORIZONTAL LOAD FROM DISTAL SIDE TO MESIAL SIDE (mm/sec)

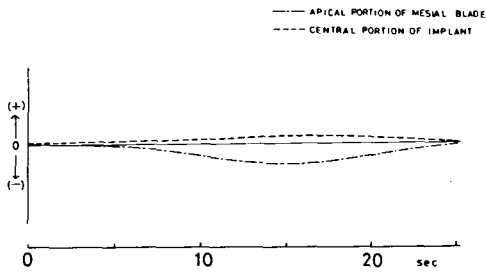


図18：ニホンザルにおけるインプラント頭部への遠心から近心方向への荷重

HORIZONTAL LOAD FROM BUCCAL SIDE TO LINGUAL SIDE (mm/sec)

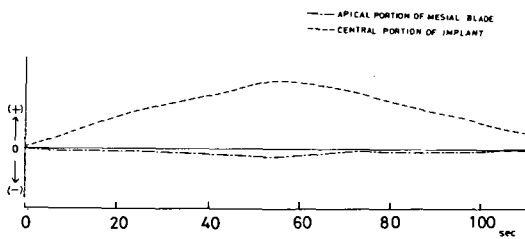


図19：ニホンザルにおけるインプラント頭部への頬側から舌側方向への荷重

示し、ブレード頬側中央部では僅かに引張り歪みを示した(図18)。

頬側から舌側方向への荷重では、ブレード近心部下端で弱い圧縮歪みを示し、ブレード頬側中央部では強い引張り歪みを示した(図19)。

舌側から頬側方向への荷重時のパターンは、頬側から舌側方向への荷重時のパターンとほぼ対称的であった(図20)。

以上の結果からニホンザル下顎骨における荷重方向と歪みとの関係を求め、表2に示した。

III. ヒト晒下顎骨とニホンザル下顎骨における歪みの比較

荷重による歪み曲線をヒト晒下顎骨と比較してみると、変移パターンは極めて類似している。またヒト晒下顎骨とニホンザル下顎骨の荷重に対する骨梁の歪みを引張りと圧縮の形で比較したものが表3である。

垂直的方向の荷重に対する変移パターンは、ヒト晒下顎骨、ニホンザル下顎骨ともにブレード頬側中央部で圧縮歪み(—および—)を示し、

HORIZONTAL LOAD FROM LINGUAL SIDE TO BUCCAL SIDE (mm/sec)

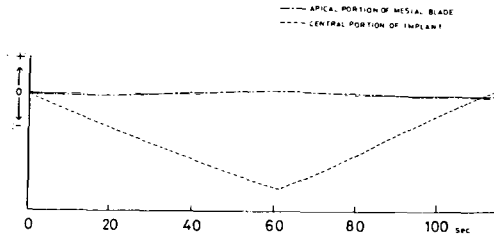


図20：ニホンザルにおけるインプラント頭部への舌側から頬側方向への荷重

表2：ニホンザル下顎骨における荷重方向と歪みの関係(+は引張り、—は圧縮を示す)

荷重方向 部位	垂直方向	近心から 遠心方向	遠心から 近心方向	頬側から 舌側方向	舌側から 頬側方向
近心部下端	±	++	--	—	±
頬側中央部	---	—	+	++	---

表3：ヒト晒下顎骨とニホンザル下顎骨における歪みの比較(+は引張り、—は圧縮を示す)

垂直方向

	近心部下端	頬側中央部	遠心部下端
ヒト晒下顎骨	+	--	—
ニホンザル下顎	±	---	

近心から遠心方向

	近心部下端	頬側中央部	遠心部下端
ヒト晒下顎骨	++	—	+
ニホンザル下顎	++	—	

遠心から近心方向

	近心部下端	頬側中央部	遠心部下端
ヒト晒下顎骨	—	+++	++
ニホンザル下顎	--	+	

頬側から舌側方向

	近心部下端	頬側中央部	遠心部下端
ヒト晒下顎骨	—	+++	+
ニホンザル下顎	—	++	

舌側から頬側方向

	近心部下端	頬側中央部	遠心部下端
ヒト晒下顎骨	+++	—	+
ニホンザル下顎	±	---	

近心部下端では共に引張り歪み(+)を示した。これは垂直方向からの荷重がブレードを介して伝達され、ブレード頬側中央部の骨梁が下方に歪み、ブレード近遠心側方の骨梁が擦れにより歪んだものと考えられる。

近心から遠心方向への荷重時における変移パターンを比較すると、ブレード頬側中央部では、ヒト晒下顎骨、ニホンザル下顎骨ともに圧縮歪み(-)を示した。近心部下端では、ともに引張り歪み(++)が認められた。これはストレングージの貼付方向からみて、ブレード頬側中央部では垂直的歪みを感知し、ブレード近心部下端では、水平的歪みを感知したためと考えられる。ストレングージの貼付方向を変えて異なった歪みの方向について測定すれば、この変移度も変わるものと思われる。

一方、遠心から近心方向への荷重では、ヒト晒下顎骨、ニホンザル下顎骨ともにブレード近心部下端では圧縮歪み(-および-)を示し、頬側中央部では引張り歪み(++および-)を示した。

頬側から舌側方向、ならびに舌側から頬側方向への荷重に対しては、変移の現われ方に多少の差が認められたが、その変移パターンはほぼ同様であった。

考 察

健全な有歯顎の歯槽部では、天然歯の歯根は歯槽窩中に歯根膜をもってしっかりと植立している。歯根膜のシャーピー線維は、歯根のセメント質より走り、歯槽窩壁の骨組織中に埋められている。この歯槽窩壁の骨はさらに海綿骨梁に移行している。

歯根膜のシャーピー線維束の走向からみると、歯根側の大部分にわたる斜走線維束は、垂直方向の力に対して抵抗し、歯頸部および根尖1/4部にみられる水平線維束は、頬舌、近遠心方向の水平力に対して抵抗する。また根尖および根分岐部にみられる放射状に広がる線維束は牽引に対して抵抗するものと考えられる。

このような歯根周囲の構造からみると、咬合により歯に加わる外力は、歯周靱帯を通して海綿骨骨梁に伝わり、顎骨外壁をつくる緻密骨に放散していくものと考えられる。

また骨にはかなりの弾性があり、健全な顎骨においては、咬合によって歯に加わる外力は、歯周靱帯や骨自体の弾性により緩衝されるものと考えられる。

一方、歯に加わる外力によって歯根周囲の骨組織は改造が行なわれ、連続的加圧によっては骨の吸収が起り、牽引によっては骨の増生がみられる。このことは、組織学的に健全な歯根周囲を観察してみると、セメント質の表面にはセメント芽細胞、歯槽窩壁の表面には骨芽細胞が多く配列しているのがみられ、骨は常に生きていて、多かれ少なかれこの周辺では改造が行なわれていることが理解できる。

移植した骨膜下インプラントおよび骨内インプラントがよく機能している場合の変化については多くの報告^{18)~24)}がある。

ブレード・ベントタイプのインプラントを骨内に挿入すると、創傷の治癒に伴ってインプラント周囲に結合組織が作られ、骨の改造が起り、この際ベント内に新生骨の進入増殖が観察される。さらに、インプラント側面には、これを被包する輪走線維束が走り、歯槽側では、この線維束は骨基質内に進入している。したがってインプラント全体を一塊とする動きとともに、その擦れの力に抵抗する応力が強く加わるものと考えられる。

Picton ら²⁵⁾はサルに挿入したブレード・タイプのインプラントは、水平方向や垂直方向のTappingによる変化が少なく、しかも天然歯にみられるTappingが殆んどみられないことから、インプラントは機能的に顎骨と骨性癒着の状態であると述べている。また中野²¹⁾は、咬合力によりインプラントの顎部と肩部の移行部に顕著な応力の集中がみられるが、顎骨内の内部応力は、インプラント周辺部に均等に分布することから顎骨表面では、歪みの大きさと方向は天然歯とインプラントでは差異はないと述べている。

以上のことから、インプラントを取り巻く結合組織は、健全歯における歯周靱帯と同じような役割を果たしていると思われ、顎骨内に嵌入されたインプラントにおいても、インプラントから骨への力の伝達は、インプラント周囲の結合組織や骨自体の弾性により^{21), 26)}力の緩衝がなされているものと考えられる。

嵌入されたインプラントの周囲では、これに加

わる外力によって骨組織の改造が行なわれる。このような改造は、嵌入されたインプラントが生体の一部として機能を営むための重要な役割を演じている。

荷重量よりも荷重時間が骨吸収に対して大きな関係があることから、長時間咬合圧が常に負担過重として働く時、インプラントのブレード先端の骨に圧縮歪みが現われ、骨組織の吸収が起こるものと考えられる。このような場合、嵌入されたインプラントは十分その機能を営むことができなくなる。また、Nichols²⁷⁾は、咬合が過重なために、動揺したインプラントの周囲には、軟骨細胞が多く認められたと述べている。

以上のことは、骨内に嵌入されたインプラントと周囲骨組織に対しては、より適切な方向と量の荷重が必要であることを示唆している。さらに適度の咀嚼圧は、インプラントを囲む骨構造の強化を促すという報告²⁰⁾もある。

インプラントの研究が、生体に適した材料²⁸⁾の開発のほか、インプラントのデザインの研究に重点がおかれているのは、いままで述べてきた理由によるものである。

すなわち、咬合により骨内に嵌入されたインプラントに加わる外力に対し、インプラントおよび周囲骨組織の適切な方向と量の応力の分散が必要であると考えられる。荷重によってインプラントおよび周囲骨組織の応力分散は、当然インプラントの形態や大きさによって異なる。とくにブレード型と歯根型では応力分散の点で大きな違いがある。これにより周囲の骨組織に与える影響も異なり、インプラントの適応および設計も左右されることになる。

新国⁹⁾は、二次元的光弾性実験を行ない、各種の骨内インプラントの周囲組織におよぼす応力について検索を行なっている。この実験の結果によれば、天然歯根型に類似した形態のインプラントでは、その先端周囲に最も強い応力集中が認められ、とくにネジ山の部分では応力集中が強いとしている。これは狭い範囲や尖鋭な部分では、応力の分散が少ないことを示している。また大きなブレードは、小さなものより応力集中が小さく、荷重量が増してもブレード直下に見られる応力は小さいと述べている。これも応力の分散が広範囲になるためと考えられる。

このような咬合力によるインプラントおよびその周囲の組織の応力分散についての実験は数多く行なわれている^{9)~16)}。しかしそれらは骨表面における応力実験であり、顎骨内部構造と応力発生との関係を詳細に検討した報告はみられない。そこで本実験では、臨床的にも高頻度で使用され、良好な結果が報告されているブレード・ベント、タイプのインプラントを使用し、荷重を加えることによって起こるインプラント周囲の骨梁の歪みの様相を、異なった荷重方向や測定部位について縮みと伸びの形で観察し、他の応力解析の報告と比較してみた。

新国⁹⁾らは、垂直方向からの荷重では、ベント内に僅かな圧縮歪みが認められ、インプラント側面に引張り歪みが認められたと報告しており、本実験でも最も強く圧縮の歪みが現われたのはインプラント中央部で、これはインプラントに沿って骨梁が歪んだためと思われる。

インプラント近心側では、圧縮よりも引張り歪みが認められたが、これは骨梁が上方に引かれ、インプラント側面に沿った歪みが現われたためと考えられる。

小森^{12)~16)}は、ブレードタイプのインプラントの応力解析を行ない、垂直的な荷重では頸部および中央ベント周囲に著明な変移と応力集中があり、両端部では外側に移動する傾向があると述べている。さらに傾斜荷重では、その頸部の傾斜側で圧縮を、非傾斜側で引張りを示すとし、頸部に大きな変化が現われることを示唆している。

本実験でも周囲骨梁と同様にこの部位では歪みが大きかった。とくに頸部では圧縮や引張りの歪みが認められ、ベント内では圧縮の歪みが起きているものと予測される。

小森^{12)~16)}は、さらにショルダー上部やベント内部に新生骨が添加されると、荷重支持力は外側脚部に分散し、応力伝達様式は良好になると考察している。しかし本実験の結果では、垂直的な荷重に対しては、応力の分散は外側部に多くなることはなく、ブレード各部に分散し、ブレード下端の荷重負担が軽減したため、圧縮歪みが小さくなったものと考えられる。また外側部に応力が集中した場合にはブレード側面の骨梁には引張り歪みが現われることが予測されている。

近遠心的な荷重に対しては、インプラント中央

部と荷重側で引張り歪みが認められ、その反対側では圧縮歪みが認められた。この場合の引張り歪みは荷重方向に傾斜しようとするインプラントの力に骨梁が引かれて現われたものと考え、これはストレインゲージが狭い範囲での内部歪みをより細かく感受したため、現われたものと思われる。

とくにこの歪みは支点となる顎部付近で大きく、その歪み傾向からみると、骨梁の牽引部では、固定性橋義歯のスパンが長い場合、顎部と支台遠心側肩部に骨吸収がみられるという報告と一致している。このような場合には、インプラントの近遠心的幅径を大きくすること、および支点となるポストを複数にすることによって、インプラントの擦れと骨梁の歪みを少なくすることができるものと考えられる。

頬舌的な荷重に対する骨梁の歪みは、インプラント周囲のいずれの部位にも強く現われた。

ブレード・ベントタイプのインプラントの形態からみると、人工歯根に比較して頬舌的幅径が小さいため、頬舌的な荷重に対して傾き易く、また、骨梁の歪みも現われ易いと思われる。前述のことから上部構造物の作製時には形態的および力学的に十分な検討を加える必要がある。

また形態上ブレード・ベントタイプのインプラントは、ブレードの長さを可及的に長くする必要があると思われる。

以上を総括すると、インプラント周囲のいずれの部位においても、近遠心的方向の荷重による骨梁の歪みは小さく、垂直的方向と頬舌的方向の荷重による骨梁の歪みは比較的大きかった。

頬舌的方向の荷重による骨梁の歪みが大きいことは、大部分がインプラントの形態によるものと思われる。また垂直的方向の荷重による歪みが大きいことは、インプラントに平行して走る線維束の存在により、擦れの現象が起こり易いために、骨梁の歪みが大きくなるものと考えられる。鈴木³⁰⁾は、咬合状態、植立状態、設計等が不備で嵌植の結果が良好でなかったインプラントでは、このインプラントに平行して走る線維束の層が非常に厚くなると述べている。

以上のようなことは、インプラントの設計のみならず、インプラント嵌植後の上部構造物の設計に種々の考慮が払われなければならないことを示唆するものである。とくに咀嚼時における側方圧

の軽減を図ることが、最も重要であると思われる。

結 論

嵌植したインプラントが咀嚼機能の営みに参加するとき、咬合力が顎骨にいかなる影響を与えるかを解明するため、インプラントに対して垂直的および水平的な荷重を加え、それによって起こるインプラント周囲骨梁の歪みを測定した。

すなわち、まずヒト晒下顎骨を用いて、模型実験によりストレインゲージの挿入部位を検討し、さらにそれを基にしてニホンザル下顎骨にブレード・ベント・インプラントを嵌植しストレインゲージの埋入後、骨の治癒を待ったのち試料を得て、垂直的、近遠心的、頬舌的な荷重を加え、その骨梁の歪みを検討し、以下に述べるような結果が得られた。

1. 垂直的荷重に対しては、ブレード中央部骨梁に強い圧縮歪み(――)が認められ、ブレード下端部の骨梁には弱い圧縮歪みと引張り歪みが間欠的に現われることが判明した。

2. 近遠心的荷重に対しては、インプラント近遠心側の骨梁に圧縮および引張りの歪みが現われた。すなわち、近心から遠心方向への荷重によって、近心部下端では引張り歪み(++)がみられ、頬側中央部では圧縮歪み(――)がみられた。遠心から近心方向へ荷重を加えた場合は、まったく対称的であった。

3. 頬舌的荷重に対しては、インプラント頬舌側部の骨梁に荷重側では圧縮歪み(――)が、牽引側では引張り歪み(++)がそれぞれ強く現われた。

4. 荷重による骨梁の歪みを、ヒト晒下顎骨とニホンザル下顎骨と比較してみると、その変移パターンは、ほぼ類似していた。とくにインプラント頬側中央部での歪みの傾向は一致していた。

稿を終るにあたり、ご懇篤なるご指導とご校閲を賜った歯科補綴学教室第一講座 橋本京一教授に深甚の謝意を表すとともに、本研究の完成に終始ご教示、ご助力、ご校閲を賜った口腔解剖学教室第二講座 鈴木和夫教授に深甚なる感謝の意を表します。

また本研究の資料の製作にご協力いただいた理工学教室の諸先生ならびに口腔解剖学教室第二講座の諸先生に深く感謝の意を表します。

文 献

- 1) 福与碩夫, 佐野晴光 (1971) Endosseous Implant-Blade Vent 法. 歯界展望, 38: 827—836.
- 2) 柳沢定勝, 西連寺永康, 新国俊彦 (1972) メタルインプラントの1, 2の症例. 日大歯学, 46: 155—157.
- 3) 福与碩夫, 佐野晴光 (1973) 骨内インプラントの一考察. Dental Implant, 1: 39—42.
- 4) 緒方哲郎 (1974) ブレード ベント・インプラントの症例. 補綴臨床, 7: 143—148.
- 5) 阪本義樹 (1974) ブレード ベント・インプラントの症例. 補綴臨床, 7: 149—153.
- 6) 福与碩夫, 佐野晴光, 石田幸男, 山本 稔 (1974) ブレード ベント・インプラントの予後. 歯界展望, 44: 740—746.
- 7) 柳沢定勝, 中城基裕, 吉峰一夫 (1977) インプラントの予後. 日本歯科評論, (413): 95—103.
- 8) 阪本義樹 (1977) ブレード ベント・インプラントの経過観察. 補綴臨床, 10: 92—104.
- 9) 新国俊彦, 西連寺永康, 柳沢定勝, 佐久間雄平, 吉峰一夫, 和泉一清, 酒井正人, 藤尾 昭 (1978) 各種の歯科用骨内インプラントの周囲に生ずる応力の2次元光弾性実験法による検討. 日大歯学, 52: 54—67.
- 10) Munir, A. Z., Richareds, W. L. and Prate, M. E. (1975) Photoelastic studies of the stress distributions on blade-type endosteal dental implants. Oral Implantology, 5: 296—332.
- 11) 中野楠夫 (1978) Implant 応用時の下顎骨の力学的および組織学的変化に関する実験的研究. 歯基礎誌, 20: 507—520.
- 12) 小森富夫, 北上徹也, 高橋典章, 辻 功, 谷口勉, 甘利光治, 大谷昌弘 (1976) ブレードインプラントの応力解析, その1 矢状面の垂直荷重時について. 歯科医学, 39: 812—818.
- 13) 小森富夫, 北上徹也, 高橋典章, 末瀬一彦, 甘利光治, 坂口邦彦, 杉中巧一 (1977) ブレードインプラントの応力解析, その2 矢状面の傾斜荷重時について. 歯科医学, 40: 112—118.
- 14) 小森富夫, 北上徹也, 高橋典章, 末瀬一彦, 阪本義典, 中達重幸, 川上 健 (1977) 骨内埋入時のブレードインプラントの応力解析, その3 矢状面について. 歯科医学, 40: 271—278.
- 15) 小森富夫, 北上徹也, 高橋典章, 末瀬一彦, 甘利光治, 阪本義典, 菊地 肇 (1977) 骨内埋入時のブレードインプラントの応力解析, その4 前頭断面について. 歯科医学, 40: 450—456.
- 16) 小森富夫, 北上徹也, 高橋典章, 末瀬一彦, 谷口勉, 甘利光治, 坂口邦彦, 北村博司 (1977) 骨内埋入時のブレードインプラントの応力解析, その5 とくに中間固定架工義歯支台の構築学的研究にとともなう矢状断面時の天然歯支台とインプラント支台との比較. 歯科医学, 40: 457—463.
- 17) 福与碩夫, 佐野晴光, 石田幸男, 山本 稔, 阪本義樹, 橋本京一, 鈴木和夫, 村松 力 (1975) フリーデザインインプラント. Dental Implant, 3: 44—48.
- 18) Bodine, R. L. and Mohammed, C. I. (1969) Histologic studies of a human mandible supporting an Implant denture. J. Prosthet. Dent. 21: 203—216.
- 19) Goldstein, M. A. (1976) Tissue response to titanium endosteal blade implants. Implantologist, 1: 43—53.
- 20) Linkow, L. I. (1973) Macroscopic and microscopic studies of endosteal blade vent implants (six month dog study). Oral Implantology, 3: 281—309.
- 21) Babbush, C. A. and Staikoff, L. S. (1974) The scanning electron microscope and the endosteal blade vent implant. Oral Implantology, 4: 373—385.
- 22) Russell, T. E. and Kapur, S. P. (1977) Bone surfaces adjacent to a subperiosteal implant: A SEM study. Oral Implantology, 7: 415—439.
- 23) 市川邦弘 (1977) ブレードインプラント挿入にとともなう組織変化に関する実験的研究. 歯科医学, 40: 196—218.
- 24) Shpiro, P. and Binderman, I. (1975) The shape of implants in masticatory force distribution. J. Prosthet. Dent. 33: 567—570.
- 25) Picton, D. C. A., Johns, R. B., Wills, D. J. and Davies, W. I. R. (1974) The relationship between the mechanisms of tooth and implant support. A. H. Melcher (ed.) Biology and technology of oral prosthetic Implants. Munksgaard, Copenhagen.
- 26) Smithloff, M., Fritz, M. E. and Gianstanti, J. S. (1975) A clinical and histologic evaluation of a single blade implant and surrounding bone. J. Prosthet. Dent. 33: 427—432.
- 27) Nichols, F. C. (1954) Semi-buried dental implant. Review of literature and experimental study. J. Oral Surg. 12: 217—231.
- 28) 山根稔夫 (1977) バイオセラム・サファイア・インプラントの動物実験による臨床的考察. 歯界展望, 50: 1179—1184.
- 29) Richards, L. W., Gourley, I. M. and Cordy, D. R. (1974) Titanium endosteal dental implants in the mandibles of dogs: Preliminary studies. J. Prosthet. Dent. 31: 198—203.
- 30) 鈴木和夫 (1976) 骨内インプラントの実験的研究. Dental Implant, 4: 11—15.